

1 IAP20 Rec'd PCT/PTO 20 APR 2006

B e s c h r e i b u n g

T-SPECT

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung sowie ein Verfahren zur Tomographie, insbesondere zur Einzelphotonen-(Emissions-)-Tomographie (SPECT).

- 5 Die Einzelphotonen-Tomographie bezieht sich nebst zugehörigen Vorrichtungen auf ein Verfahren zur dreidimensionalen Darstellung von Radiopharmaka, die in ein Objekt gebracht wurden. Als Objekt können insbesondere Menschen, Tiere, Pflanzen oder auch Teile hiervon sowie
10 unbelebte Objekte vorgesehen sein.

- Die in das Objekt gebrachten Radiopharmaka senden Photonen aus. Die Photonen werden von der Vorrichtung erfasst und ausgewertet. Als Ergebnis der Auswertung wird die Lage, also die räumliche Verteilung der Radiopharmaka im Objekt, erhalten. Die Lage der Radiopharmaka erlaubt wiederum Rückschlüsse auf das Objekt, so zum
15 Beispiel auf eine Verteilung von Gewebe im Objekt.

- Eine bekannte Vorrichtung zur Durchführung einer SPECT umfasst eine Gammakamera als Detektor und einen vorgeschalteten Kollimator. Beim Kollimator handelt es sich im allgemeinen um eine Platte aus einem Material mit hohem Absorptionskoeffizienten und einer Vielzahl von senkrecht durch die Platte führenden Kanälen. Durch das Vorsehen der Kanäle wird sichergestellt, dass nur senkrecht einfallende Photonen erfasst werden und damit eine
20 ortsauflösende Messung möglich ist.
- 25

Die SPECT und die Positronen-Emissionstomographie (PET) stellen Instrumente zur quantitativen Darstellung und Rekonstruktion räumlicher Radiotracer-Verteilungen in vivo dar. Außer in der Humanmedizin lassen sich diese Verfahren in der pharmakologischen und präklinischen Forschung zur Entwicklung und Evaluation neuartiger Tracer-Verbindungen einsetzen. Während in der PET heute diverse Systeme zur Untersuchung kleiner Labortiere zur Verfügung stehen, hat es im Bereich der SPECT entsprechende Entwicklungen bisher nur in unzureichendem Maße gegeben, und das obwohl TC-99m und I-123-markierte Radiopharmaka in der Nuklearmedizin eine ungleich höhere Bedeutung haben als die PET-Nuklide.

Um die Ortsauflösung und Sensitivität von SPECT zu verbessern, wird ein Loch-Kollimator eingesetzt. Ein Loch-Kollimator zeichnet sich durch ein einzelnes Loch in der Kollimatorplatte aus, durch das die Photonen hindurchtreten. Befindet sich das Objekt näher am Loch-Kollimator als die Oberfläche einer Gammakamera bzw. eines Detektors, so wird hierdurch eine verbesserte Auflösung des Objekts erreicht. Durch den Loch-Kollimator treten die Photonen nicht ausschließlich senkrecht hindurch. Stattdessen werden sie über eine vorteilhaft vergrößernd wirkende Zentralgeometrie abgebildet. Dadurch kann eine rekonstruierte Auflösung erreicht werden, die vorteilhaft deutlich kleiner ist, als die Eigenauflösung des Detektors.

In einem Loch-Kollimator ist eine kleine Durchtrittsöffnung bzw. ein kleines Loch vorgesehen, durch das die Photonen hindurchtreten, um eine gute Ortsauflösung zu

erhalten. Je kleiner das Loch ist, desto weniger Photonen treten durch dieses Loch hindurch. Mit kleiner werdendem Loch sinkt daher nachteilig die Sensitivität der Vorrichtung. Sensitivität ist als das Verhältnis von gemessener Zählrate zur im Objekt vorhandenen Aktivität definiert. Wird die Sensitivität zu gering, so ist schließlich die Durchführung einer SPECT nicht mehr möglich. Mit zunehmend kleineren Löchern ist vorteilhaft auch die Ortsauflösung kleiner, so dass bezüglich der Lochgröße ein Kompromiss zwischen Sensitivität und Ortsauflösung gefunden werden muss.

Aus der Druckschrift DE 101 42 421 A1 ist eine Vorrichtung mit einem Multi-Loch-Kollimator nebst einem Detektor zur Erfassung von Photonen, die durch den Multi-Loch-Kollimator hindurchtreten, bekannt. Der Kollimator weist also eine Mehrzahl an Durchtrittsöffnungen auf. Dadurch kann die Verteilung der Radiopharmaka hochauflösend und hochsensitiv gemessen werden. Mittels iterativem Rekonstruktionsverfahren werden unterschiedliche Verteilungen der Radiopharmaka im Objekt angenommen, hieraus Messergebnisse berechnet, die die angenommenen Verteilungen erzielen würden, und als Rekonstruktionsergebnis die angenommene Verteilung ausgewählt, deren berechnetes Messergebnis am besten mit dem erhaltenen Messergebnis übereinstimmt.

Die Kamera samt Kollimator rotieren für SPECT-Untersuchungen um das Objekt herum (R-SPECT). Typischerweise werden die Detektoren in 6 Grad-Intervallen auf einem vorgegebenen Radius um das Objekt herumgeführt, so dass 60 Projektionen für alle Detektoren für

eine Sequenz erhalten werden. Neben den Projektionen und der sich relativ zum Objekt ändernden Winkelangabe der Detektoren ist als weiterer Parameter für die Rekonstruktion der Rotationsradius auf dem die Detektoren um das Objekt rotieren relevant. Letzterer ist während der gesamten Messung konstant.

Im Falle, dass kleine Objekte, wie z. B. Mäuse untersucht werden, ist es auch möglich, diese um ihre Achse zu rotieren und den oder die Detektoren samt deren Kollimatoren stationär zu halten.

Die Ablesegenauigkeit derartiger Verfahren liegt bei ca. 1 Millimeter bzw. 1/10 Grad.

Durch die SPECT-Untersuchungen erhält man somit eine Vielzahl von Projektionsdaten. Aus den gewonnenen Informationen rund um das Objekt herum kann anschließend die Lage der Radiopharmaka im Objekt ermittelt werden. Aus den rekonstruierten, dreidimensionalen Aktivitätsmustern lassen sich dann funktionelle Aussagen, etwa über die Durchblutung des Herzmuskels oder der Rezeptordichte im Gehirn ableiten.

Nachteilig ist das mechanische System zur Positionierung der Detektoren aufwendig, da die Masse der Detektoren 100 kg und mehr betragen kann. Von bestimmten schwer zugänglichen Organen lassen sich die benötigten Daten nur unter erschwerten Bedingungen und mit schlechten Resultaten erzielen.

Bei Rotation von kleinen Tieren um ihre Achse tritt
nachteilig der Effekt auf, dass dem Tier physiologi-
scher Stress zugefügt wird. Des weiteren muss man Ver-
schiebungen von Weichteilen innerhalb des Tieres kom-
pensieren.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, eine Vorrichtung
zur Durchführung eines tomographischen Verfahrens be-
reit zu stellen, welches hochauflösend und -sensitiv
ist und mit dem auch schwer zugängliche Körperregionen
leicht untersucht werden können.

Es ist weiterhin Aufgabe der Erfindung, ein hochauflö-
sendes und hochsensitives tomographisches Verfahren be-
reit zu stellen.

Die Aufgabe wird durch eine Vorrichtung mit den Merkma-
len des ersten Anspruchs und ein Verfahren gemäß Neben-
anspruch gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen ergeben
sich aus den darauf rückbezogenen Ansprüchen.

Die Vorrichtung weist Mittel zur Bildung einer Transla-
tionsbewegung während des Verfahrens relativ zwischen
einem zu untersuchenden Objekt und dem oder den Detek-
toren auf (T-SPECT).

Statt schwere Detektoren um das Objekt während des Ver-
fahrens herumzufahren, was nachteilig Zugang von allen
Seiten erfordert, wird eine Translationsbewegung durch-
geführt, bei der entweder das leichte Objekt durch das
Gesichtsfeld des oder der Detektoren oder aber der oder
die Detektoren eine Translationsbewegung relativ zum
Objekt durchführen. An einer Reihe von Stellen werden
Projektionsbilder aufgenommen und zu einer Sequenz zu-
sammengefasst. Die Sequenz enthält neben den Projektio-

nen auch Daten zur relativen Position zwischen Objekt und Detektor, sowie optional einen Rotationsradius.

5 Umfasst die Vorrichtung nur einem Detektor, muss das zu untersuchende Objekt auch nur von einer Seite frei zugänglich sein.

Umfasst die Vorrichtung zwei insbesondere orthogonal zueinander ausgerichtete Detektoren, muss das Objekt entsprechend von zwei Seiten frei zugänglich sein.

10 Statt des Objektes können auch der oder die Detektoren Translationsbewegungen relativ zum Objekt ausführen, was für die Anwendungen insbesondere für Anwendungen in der Humanmedizin vorteilhaft ist.

15 Des weiteren sind auch Kombinationen beider Bewegungsarten möglich, das heißt Translationsbewegungen und Rotationsbewegungen von Objekt und Detektor.

Im Gegensatz zur R-SPECT enthält eine Sequenz die T-SPECT zwei Parameter mehr je Element.

20 Besonders vorteilhaft ist die Verwendung von gekippten Löchern, da so das Objekt von jedem Detektor bereits aus unterschiedlichen Richtungen gesehen wird, ohne dass eine vollständige Rotation durchgeführt wird. Dadurch erhält man auch bei der Verwendung eines einzelnen Detektors unterschiedliche Blickwinkel und damit einhergehend genauere Tiefeninformation.

Mit Mitteln sind alle Teile eines Tomographen gemeint, die eine Translationsbewegung des Objekts und oder des oder der Detektoren ermöglichen.

- 5 In einer Ausgestaltung der Erfindung ermöglicht die Vorrichtung eine Translationsbewegung relativ zwischen dem zu untersuchendem Objekt und dem oder den Detektoren mit einer Positioniergenauigkeit kleiner als 1 Millimeter, insbesondere mit einer Genauigkeit kleiner als 0,1 Millimeter.
- 10 Dadurch wird in Zusammenhang mit einem geeigneten Rekonstruktionsverfahren eine hochauflösende und hochsensitive Tomographie mit einem vereinfachten Aufbau auch von ansonsten sehr schwer zugänglichen Körperregionen ermöglicht.
- 15 Wegen der starken Abstands- und Winkelabhängigkeit des Abbildungssystems der Zentralgeometrie im Multipinhole-System reicht eine einfache Translationsbewegung relativ zwischen Objekt und Detektor aus, um ausreichend Informationen für eine Rekonstruktion bereitzustellen.
- 20 Weiterhin vorteilhaft bilden die Mittel Translationsbewegungen in mehr als einer Raumrichtung aus, gegebenenfalls in alle drei Raumrichtungen, das heißt in X-, Y- und Z-Richtung. Die Mittel können dabei derartig ausgestaltet sein, dass sie eine Translationsbewegung in
- 25 alle Raumrichtungen gleichzeitig durchführen. Dadurch wird vorteilhaft eine Zeitersparnis bei der Positionierung des Objektes relativ zu dem oder den Detektoren bewirkt.

Besonders vorteilhaft sind die Mittel automatisch positionierbar. Ein PC kann dabei die Translationsbewegung des oder der Mittel steuern, mit dem Messprozess koordinieren und gegebenenfalls die gewonnene Information auch für Rekonstruktionsberechnungen auswerten.

Es ist möglich einen oder gegebenenfalls mehrere Detektoren durch geeignete Mittel so auszugestalten, dass die Detektoren selbst die Translationsbewegung ausführen. Mittel sind dann also beispielsweise Detektorhalterungen die eine Translationsbewegung der Detektoren ermöglichen. In einer Ausgestaltung der Erfindung können der oder die Detektoren daneben auch Rotationsbewegungen ausführen.

Es ist in einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung möglich, eine Halterung für ein zu untersuchendes Objekt als Mittel so auszugestalten, dass er die Translationsbewegung ausführt. Die Halterung kann einen Tisch umfassen, der auf Schienen bewegt werden kann.

Das Objekt wird auf dem Tisch durch drei Linear-Achsen durch das Gesichtsfeld des oder der Detektoren bewegt. Die Beschleunigung der Bewegung lässt sich dabei so sanft realisieren, dass Gewebeverschiebungen im Objekt keine Rolle spielen.

An bestimmten Positionen entlang des Pfades wird die Translationsbewegung gestoppt und eine Messung durchgeführt.

Bei gleichzeitig stationären Detektoren wird auf die gerätetechnisch aufwendige Positionierung der schweren Detektoren gemäß Stand der Technik verzichtet und es werden Kosten durch den einfacheren Geräteaufbau minimiert.

Es ist möglich, dass z. B. die Halterung für das Objekt eine Translationsbewegung ausführt und der oder die Detektoren eine gekoppelte Translations- und/oder sogar Rotationsbewegung ausführen.

Dann können besonders vorteilhaft auch schwer zugängliche Körperregionen, wie beispielsweise die Schilddrüse, durch Positionieren der Mittel einer tomographischen Untersuchung in einem Arbeitsschritt, das heißt ohne manuelle Neupositionierung der Detektoren oder des Tisches, unterzogen werden.

Jede Projektion wird mit der Relativposition des Objektes zu den Detektoren und einem möglichen Rotationswinkel gespeichert und dem Projektionsbild zugeordnet. Die Anzahl der nötigen Projektionsdaten und die Messzeit eines T-SPECT Systems ist dabei dennoch vergleichbar mit denen eines R-SPECT Systems gemäß Stand der Technik. Der Zeitraum indem die Translationsbewegung ausgeführt wird, ist im Vergleich zum Messzeitraum gering.

Die Halterung für das zu untersuchende Objekt umfasst vorteilhaft einen 3-Achsen-Tisch oder eine Liege, welche Translationsbewegungen während des Untersuchungsverfahrens auszuführen vermag.

5 Der Tisch ist z. B. auf Schienen beweglich angeordnet. Auf dem Tisch befindet sich das zu untersuchende Objekt. Die Schienen sind so angeordnet, dass die Bewegung des Objektes auf dem Tisch auf Linearachsen durch das Gesichtsfeld der Kamera, gegebenenfalls in alle drei Raumrichtungen ermöglicht wird.

10 Besonders vorteilhaft ist die Halterung kippbar ausgestaltet. Die Halterung wird parallel zur Oberfläche eines oder mehrerer Detektoren gekippt. Dadurch kann das Objekt geringfügig in seiner Ausrichtung zum Kollimator und zur Kamera verändert werden. Man erhält dadurch zusätzliche Informationen aus einer anderen Richtung in den Projektionen, was zu einer verbesserten Tiefeninformation führt.

15 Eine Rotationsbewegung der Halterung bzw. des oder der Detektoren kann also auch in einem Kippvorgang bestehen.

20 Der Abstand zwischen Objekt und Multi-Loch-Kollimator kann vorteilhaft kleiner sein, als der Abstand zwischen Multi-Loch-Kollimator und Oberfläche des Detektors um eine Vergrößerung auf der Detektor-Oberfläche zu erzielen.

25 Vorteilhaft umfasst die Vorrichtung zwei Detektoren, welche orthogonal zueinander angeordnet sind. Dadurch liefern beide Detektoren maximal unterschiedliche Informationen. Somit wird eine sehr gut rekonstruierte Auflösung und eine hohe Sensitivität bei extrem einfa-

chem Geräteaufbau erzielt. Dadurch werden Kosten verringert.

Die Multi-Loch-Kollimatoren weisen doppelkonisch nach innen gerichtete Löcher auf. Die Löcher weisen besonders vorteilhaft ein sogenanntes keel-edge-Design auf, mit einem Öffnungswinkel, der in dem nachfolgenden Rekonstruktionsalgorithmus berücksichtigt wird. Keel-edge-Löcher weisen parallel zueinander einen kurzen zylindrischen Kanal zwischen den Kegeln auf.

Typischerweise werden sieben bis zehn Löcher bzw. Pinholes je Multi-Loch-Kollimator verwendet. Jedes Loch sieht einen Teil oder das komplette Objekt. Alle Löcher zusammen decken das ganze zu untersuchende Volumen im Objekt ab. Die Achsen der Löcher sind besonders vorteilhaft in axialer und/oder in transaxialer Richtung gekippt, so dass das Objekt von jedem Detektor auch ohne Rotation bereits aus leicht verschiedenen Richtungen gesehen wird.

Die Projektionen des Objektes durch die Löcher überlagern auf dem dahinter liegenden Detektor und führen so zu einem Informations-Multiplex. Neben Gebieten mit einfacher Überlagerung kommt es je nach Design der Kollimatoren auch zu Mehrfachüberlagerungen. Dieses Vorgehen erlaubt eine verbesserte Ausnutzung der sehr begrenzten Detektoroberfläche. Dabei werden zu starke Überlappungen vermieden, da jede Überlappung einen Verlust an Eindeutigkeit bei der Zuordnung der Projektionsbilder zu Löchern und in einem Verlust an Auflösung resultiert.

Bei einem 7-Loch-Kollimator arbeitet man in der Regel mit Überlappungen zwischen 30-50%.

Der Algorithmus für das Rekonstruktionsverfahren arbeitet mit beliebigen Multi-Pinhole-Projektionen und kann aus ihnen die gesuchte Aktivitätsverteilung rekonstruieren. Hierbei wird immer die relative Position und der relative Winkel zwischen dem Objekt und den Detektoren berücksichtigt, während bekannte Rekonstruktionsverfahren immer mit festen Rotationsradien arbeiten.

Das erfindungsgemäße Verfahren berücksichtigt darüber hinaus also auch mögliche Positionsänderungen zwischen Objekt und Detektoren.

Neben einem einfacheren mechanischen Aufbau kann das erfindungsgemäße T-SPECT-System auch in Situationen eingesetzt werden, in denen das Objekt nicht von allen Seiten zugänglich ist. Ein Detektorsystem welches z. B. zwei orthogonal zueinander angeordnete Detektoren umfasst, muss das Objekt nur von zwei Seiten aus sehen können.

Für Schilddrüsenuntersuchungen kann der Oberkörper des Patienten auch in einer Ellipse umfahren werden, um immer möglichst nah an der Schilddrüse zu sein, oder den Patienten nur von zwei Seiten aufzunehmen. T-SPECT-Untersuchungen mit nur einem Detektor liefern dabei bereits Abbildungen, deren Ergebnis bezüglich der Tiefeninformationen deutlich besser ist, als vergleichbare planare Abbildungen ohne diese Informationen.

Mit zwei orthogonal zueinander ausgerichteten Detektoren werden Formen weiter entzerrt und die Auflösung erhöht sowie eine weiter verbesserte Tiefeninformation erhalten.

5 Zur weiteren Erhöhung der Sensitivität und der Auflösung können drei Detektoren in einer 120 Grad Geometrie, oder auch andere Ausgestaltungen verwendet werden. Dabei ist zu beachten, dass die Auflösung und Sensitivität auf den, den Detektoren zugewandten Seiten deutlich höher ist, als auf den abgewandten Seiten. Rekon-

10 struierte Auflösungen von unter 2 Millimeter bei mittleren Sensitivitäten von 800 cps/MBq sind realisierbar.

Während der Durchführung des Verfahrens wird die Position relativ zwischen Objekt und Detektor(en) mit einer Genauigkeit von kleiner als 1 Millimeter, insbesondere

15 mit einer Genauigkeit kleiner als 0,1 Millimeter verändert.

Die gemessenen Projektionen werden mit einem iterativen Rekonstruktions-Algorithmus, z. B. basierend auf der

20 Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM), verarbeitet. Zur Bestimmung der Systemmatrix des Abbildungssystems wird ein Modell, basierend auf Strahlverfolgungstechnik, verwendet, um die Abbildungsfunktion für jedes Voxel des Objektvolumens und jedes Loch zu

25 bestimmen. Dabei wird von jedem Voxel aus eine kleine Umgebung jedes Loches abgetastet und unter Berücksichtigung der Absorption in der Blende und im Kristall, sowie der Abbildungsgeometrie die Sensitivität berechnet, mit der jedes Pixel auf dem Detektor das entspre-

chende Voxel sieht. Analog wird die Halbwertsbreite des Flecks auf dem Detektor bestimmt. Diese Werte werden in Tabellen vorberechnet und im Rekonstruktionsprogramm verwendet. Durch die Translationsbewegung vergrößert sich das effektive Volumen für das die Abbildungsfunktion zu berechnen ist, so dass die Tabellen optional nur noch für ein gröberes Raster berechnet werden und in der Rekonstruktion dann durch trilineare Interpolation für alle Voxel ermittelt werden. Typische Werte sind hier Voxelkantenlängen von 0,3 mm im Objektvolumen und 0,6 mm in den Tabellen. Das Datenvolumen sinkt dadurch hier um einen Faktor 8, bei kaum nachweisbarer Verschlechterung des Ergebnisses, so dass der Algorithmus effizient auf gängigen PCs zum Einsatz kommen kann.

15. Eine erfindungsgemäße Vorrichtung umfasst hierzu eine Datenverarbeitungseinheit, z. B. einen PC. Der PC verarbeitet die Daten, und ist programmierbar ausgeführt. Ein Computerprogrammprodukt ermöglicht dann die Ausführung des Verfahrens in der Vorrichtung.

20 Die Berechnung kann durch nachfolgend dargestellte Weise erfolgen:

1. Berechnung der Sensitivität mittels Strahlverfolgungstechnik und der Halbwertsbreite der Bilder für jedes Voxels im Zielvolumen.
- 25 2. Berechnung der Vorwärtsprojektion aus den Daten zur Sensitivität und Halbwertsbreite für das aktuell angenommene Objekt durch jedes Loch unter Berücksich-

tigung von Position und Winkel unter der die Projektion aufgenommen wurde.

3. Berechnung von Korrekturwerten aus dem Vergleich zwischen gemessenen und berechneten Projektionen.

5 4. Anwendung der Korrekturwerte auf das aktuelle Objekt und Wiederholung der Schritte 2 und 3, oder Abbruch, wenn gewünschtes Ergebnis erreicht ist.

10 Die Steuerung der Translationsbewegung und/oder das Rekonstruktionsverfahren kann besonders vorteilhaft auf einem PC ausgeführt werden.

Gegebenenfalls kann eine Schwächungskorrektur und eine Beschleunigung der Iteration durch Beschränkung auf Untermengen von Projektionen (ordered subsets) durchgeführt werden.

15 Zur Berechnung der Sensitivität wird von jedem Voxel aus die Umgebung jedes Loches mit Strahlen (vorzugsweise 100) abgetastet und dabei die Schnittlänge also die Länge des Materialdurchgangs in der Blende für die Photonen auf ihrem Weg zum Detektor berechnet. Die Löcher werden als keel-edge-Form, dass heißt mit zwei Doppelkegeln und dazwischenliegenden Kanal, modelliert. Es werden also alle Schnitte mit den beiden Detektoroberflächen, den beiden Kegelmänteln und dem Kanal berücksichtigt. Dabei kann die Achse des Loches beliebig axial und transaxial gekippt sein.

20

25

Die Halbwertsbreite wird über die Abbildungsgeometrie abgeschätzt, wobei davon ausgegangen wird, dass sich

die Voxel gaußförmig abbilden. Diese Annahme trifft für Voxel in der Nähe der Mittelsenkrechten des Detektors zu. Auch für Voxel, die unter größeren Winkeln abgebildet werden, ist das hinreichend genau. Dabei wird die intrinsische Auflösung des Detektors, also die Auflösung ohne Kollimator, berücksichtigt.

Um die beiden Tabellen effizient im Speicher abzulegen, wird für jede eine oder mehrere Nachschlagetabellen angelegt. Dort werden die möglichen Werte indiziert und in einem Byte (8 Bit) kodiert.

In der Rekonstruktion werden die Daten dann für das Objektvolumen trilinear aus den Tabellen interpoliert. Das kann entweder bei jedem Zugriff auf die Tabelle geschehen oder wahlweise einmal vorher für das komplette Zielvolumen.

Für die Rekonstruktion werden die Tabellen für Sensitivitäts- und Halbwertsbreite für alle Blenden und Löcher und ebenso die Projektions- und die Messdaten, die die Position und den Winkel des Objekts bzw. des Detektors enthalten, geladen.

Es wird ein Startobjekt (z. B. homogen mit Radiopharmaka gefüllter Zylinder) bestimmt und als erstes Objektvolumen gewählt und eine Iteration durchgeführt.

Die Iterationen werden abgebrochen, wenn das gewünschte Ergebnis erreicht ist.

Der Algorithmus garantiert, dass die Likelihood-Funktion mit jedem Schritt vergrößert wird, also die

Wahrscheinlichkeit, dass das berechnete Objektvolumen die gemessenen Projektionen erzeugt hat immer steigt.

5 Statt die Iterationen immer auf alle Projektionen gleichzeitig anzuwenden, können sie auch nur auf eine Untermenge angewendet werden. Beispielsweise werden 60 Projektionen in 12 Gruppen von je 5 Projektionen aufgeteilt und jeweils Unteriterationen mit nur jeweils 5 Projektionen durchgeführt. Dadurch werden Korrekturen häufiger durchgeführt und das Objektvolumen nähert sich
10 daher schneller dem Endergebnis. Die Anzahl und Größe der Gruppen kann variiert werden, insbesondere ist es vorteilhaft die Anzahl der Gruppen in späteren Iterationen kleiner werden zu lassen, so dass gegen Ende der Rekonstruktion immer mehr Projektionen gleichzeitig zu
15 den Korrekturwerten beitragen.

Durch eine orthogonale Permutation der Gruppen lässt sich das Ergebnis noch verbessern.

Im Folgenden wird die Erfindung an Hand einiger Ausführungsbeispiele und der beigefügten Figuren sowie einem
20 Quellcode näher erläutert.

Der grundsätzliche Aufbau einer Vorrichtung mit zwei orthogonal zueinander ausgerichteten Detektoren, jeweils bestehend aus Multi-Loch-Kollimator 2, 5 und Detektor-Oberfläche der Gammakamera 3, 6 wird anhand von
25 Figur 1 verdeutlicht.

Das Objekt 1 befindet sich näher an den Multi-Loch-Kollimatoren 2, 5 als die Detektoroberflächen 3, 6.

Die Multi-Loch-Kollimatoren 2, 5 weisen Löcher auf, die von beiden Seiten trichterförmig in den Kollimator 2, 5 einmünden (nicht dargestellt), um so einen Durchgang von schräg auftreffenden Photonen durch die Löcher zu ermöglichen. Je Kollimator sind zwei Löcher (ohne Bezugszeichen) dargestellt, durch die die Photonen 8 hindurchtreten.

Das Design der Löcher ist in keel-edge-Form ausgestaltet. Vom Objekt austretende Photonen 8 treten durch die Löcher der Kollimatoren 2, 5 in Richtung der Detektoroberflächen 3, 6. Das Objekt 1 wird so auf der Detektoroberfläche 3, 6 vergrößert wiedergegeben.

Zwischen den einzelnen Kegeln, die durch die Photonen 8 gemäß der Translationsbewegung (Δs) des Objekts 1 gebildet werden, gibt es Überschneidungsbereiche 4, 7 auf den Detektor-Oberflächen 3, 6.

Fig. 2 zeigt Koronal- (obere Reihe) und Sagittalschnitte (untere Reihe) eines Phantoms (a), einer Rekonstruktion mit nur einem Detektor und einem Loch in der Blende (b) und mit einem Detektor und sieben Löchern (c). Die Zahlen im Phantom sind ein Maß für die Aktivität in den heißen Punkten. Das Phantom ist ein homogen gefüllter Zylinder mit abgerundeten Kappen, der 12 heiße Quellen mit erhöhter Aktivität enthält.

Die koronalen Schnitte liefern bessere Ergebnisse, weil der Detektor senkrecht auf diese Ebene gerichtet ist, und hier so maximale Informationen enthält.

In dem Schnitt der Fig. 2(b) fehlen Tiefeninformatio-
nen, da das eine Loch das Phantom nur von genau einer
Seite aus sieht. Daher ist der sagittale Schnitt ver-
zerrt und einzelne Punkte lassen sich in sagittaler
Richtung schlecht auflösen. Im Koronalschnitt scheinen
Quellen aus anderen Ebenen durch die Verschmierung in
sagittaler Richtung durch.

Die sieben gekippten Löcher aus Fig. 2(c) hingegen lie-
fern bereits mit nur einem Detektor sehr gute Ergebnis-
se in koronaler Ebene. Im sagittalen Schnitt sind auch
bereits alle heißen Punkte im Phantom zu erkennen und
zu trennen, aber die Rekonstruktion zeigt noch Verzer-
rungsartefakte. T-SPECT mit sieben gekippten Löchern
und einem Detektor liefert also bereits brauchbare 3-D
Informationen über die Aktivitätsverteilung und ist da-
mit insbesondere einfachen planaren Aufnahmen gemäß
Stand der Technik weit überlegen.

Figur 3 zeigt Rekonstruktionen desselben Phantoms wie
dem in Figur 2. Alle Aufnahmen der Fig. 3 wurden mit
derselben 7-Loch Blende aufgenommen, aber mit unter-
schiedlicher Anzahl von Detektoren. Figur 3(a) zeigt
zum Vergleich das Ergebnis mit gängiger R-SPECT, darge-
stellt durch das Rotationssymbol.

Das Resultat aus Fig. 3(a) ist hierbei sehr gut, bis
auf die beiden spitz zulaufenden Kappen. Dieser Arte-
fakt ist typisch für R-SPECT, da das Objekt nicht in
Richtung der Rotations-Achse (Z-Achse) bewegt wird.

Figur 3(b) zeigt die aus Fig. 2(c) bekannten Koronal- und Sagittalschnitte mit nur einem Detektor.

Die Figuren 3(c) bis 3(e) zeigen entsprechende Koronal- und Sagittalschnitte mit zwei orthogonal zueinander
5 ausgerichteten (Fig. 3(c)), mit drei im 120° Abstand zueinander ausgerichteten (Fig. 3(d)) und mit vier im 90° Abstand zueinander ausgerichteten Detektoren.

Der Vergleich dieser Figuren zeigt, dass bereits 2 Detektoren (Fig. 3(c)) ausreichen, um genügend Tiefeninformationen zu erhalten, um das Phantom in sehr guter
10 Qualität zu rekonstruieren. Weitere Detektoren erhöhen die Sensitivität des Systems, so dass hier bei gleichem zu erwartenden Ergebnis kürzere Messzeiten möglich sind.

15 Je nach Anwendungsfall und Ziel, insbesondere Auflösung und Messzeit, können somit die erfindungsgemäßen Vorrichtungen angepasst werden.

Für die Figur 3(a) wurden insgesamt 60 R-SPECT Projektionen mit einem Rotationsradius von 50 Millimeter mit
20 einer Kamera aufgenommen.

Für die T-SPECT-Aufnahmen wurde die gleiche Anzahl an Projektionen verwendet, dass heißt mit einem Detektor wurden 60 Projektionen, mit zwei Detektoren je 30 Projektionen, mit drei 20 und mit vier Detektoren je 15
25 Projektionen aufgenommen. Dabei wurde die Position des Objektes durch Translationsbewegung in einem Abstand

von 50 Millimeter in X/Y-Richtung um bis zu 10 Millimeter und in Z-Richtung um maximal 5 Millimeter bewegt.

p a t e n t a n s p r ü c h e

-
1. Vorrichtung zur Durchführung eines tomographischen Verfahrens mit mindestens einem Kollimator und mindestens einem Detektor zur Erfassung von Photonen, die durch den Kollimator hindurchtreten, gekennzeichnet durch Mittel zur Bildung einer Translationsbewegung relativ zwischen einem zu untersuchendem Objekt und dem oder den Detektoren während des Verfahrens.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel mit einer Genauigkeit kleiner als 0,1 Millimeter positionierbar sind.
3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel automatisch positionierbar sind.
4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Halterung für ein zu untersuchendes Objekt als Mittel.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Halterung parallel zu der Detektor-Oberfläche(n) kippbar ist.

6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Abstand zwischen Objekt und Multi-Loch-Kollimator kleiner ist als der Abstand zwischen
5 Multi-Loch-Kollimator und Oberfläche des Detektors.
7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
10 dass diese genau zwei stationäre, orthogonal zueinander ausgerichtete Detektoren umfasst.
8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
15 dass die Multi-Loch-Kollimatoren konisch ausgestaltete Löcher aufweisen.
9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
20 dass die Löcher ein keel-edge Design aufweisen.
10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
25 dass die Löcher des Kollimators transaxial und/oder axial in Richtung des Objekts gekippt sind.
11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

umfassend eine Datenverarbeitungseinheit zur Durchführung eines Rekonstruktionsverfahrens.

- 5 12. Verfahren zur Durchführung eines tomographischen Verfahrens mit einer Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Position relativ zwischen Objekt und Detektor(en) durch Mittel zur Bildung einer Translationsbewegung von Objekt und/oder Detektor(en) während des Verfahrens verändert wird.
- 10
13. Verfahren nach vorhergehendem Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die relative Position zwischen Objekt und Detektor(en) mit einer Genauigkeit von kleiner als 1
- 15 Millimeter, insbesondere mit einer Genauigkeit kleiner als 0,1 Millimeter verändert wird.
14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche 12 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass der oder die Detektoren und/oder das Objekt
- 20 Translationsbewegungen und/oder Rotationsbewegungen während des Verfahrens ausführen.
15. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche 12 bis 14, bei dem die Abstände der einzelnen Löcher im Multi-Loch-Kollimator sowie die Größe und Lage des Objektes so gewählt werden, dass sich die durch Photonen
- 25

erzeugten Bilder auf der Oberfläche des Detektors teilweise überschneiden.

16. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche 12 bis 15,

5 dadurch gekennzeichnet,
dass ein Rekonstruktionsverfahren verwendet wird,
das Positions- und Winkelangaben zwischen Detektor(en) und Objekt berücksichtigt.

17. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche 12 bis 16,

10 dadurch gekennzeichnet,
dass das Rekonstruktionsverfahren auf einem PC modelliert wird.

18. Computerprogrammprodukt, das dazu vorgesehen ist,
15 so mit einer Datenverarbeitungseinheit zusammenzuwirken, dass die Datenverarbeitungseinheit ein Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 16 oder 17 durchführt.

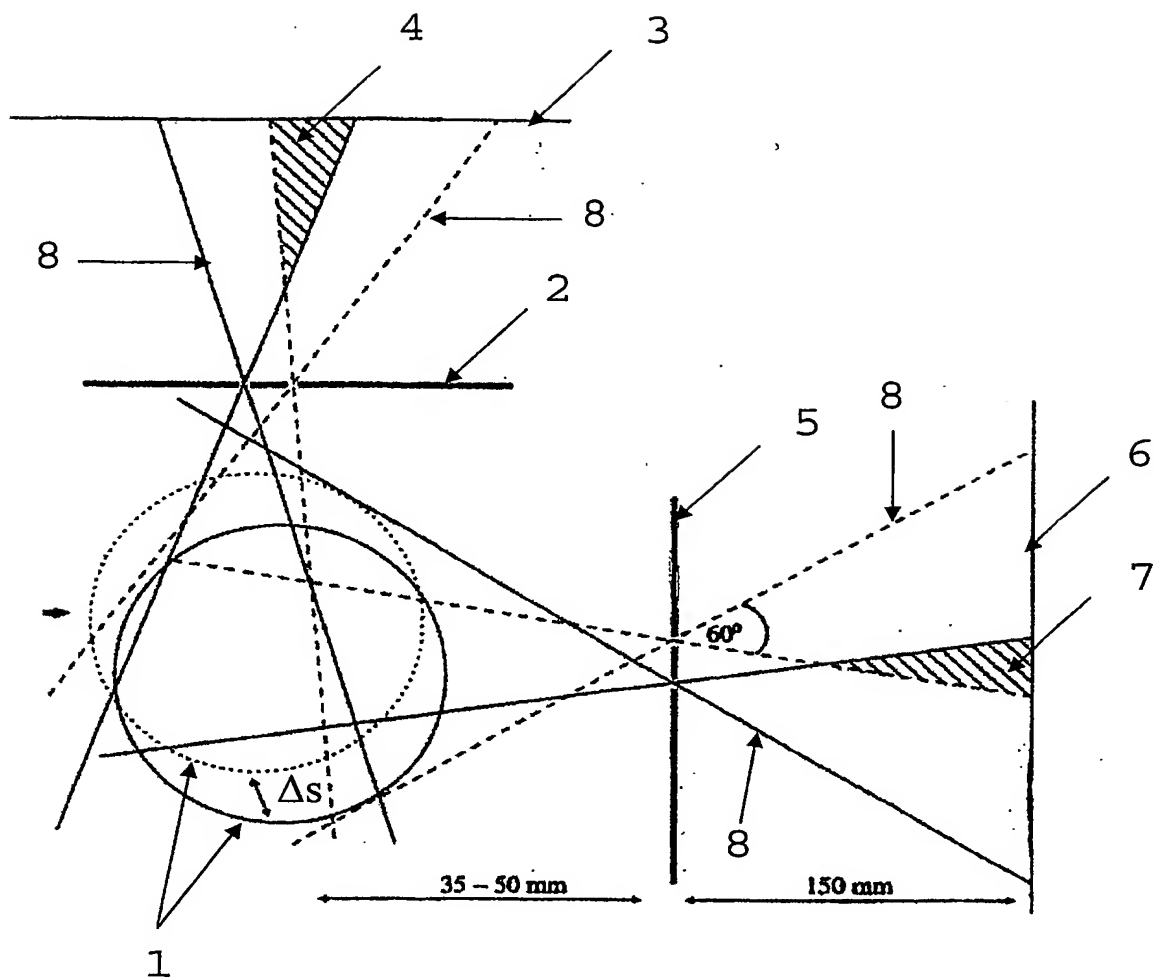


Fig. 1

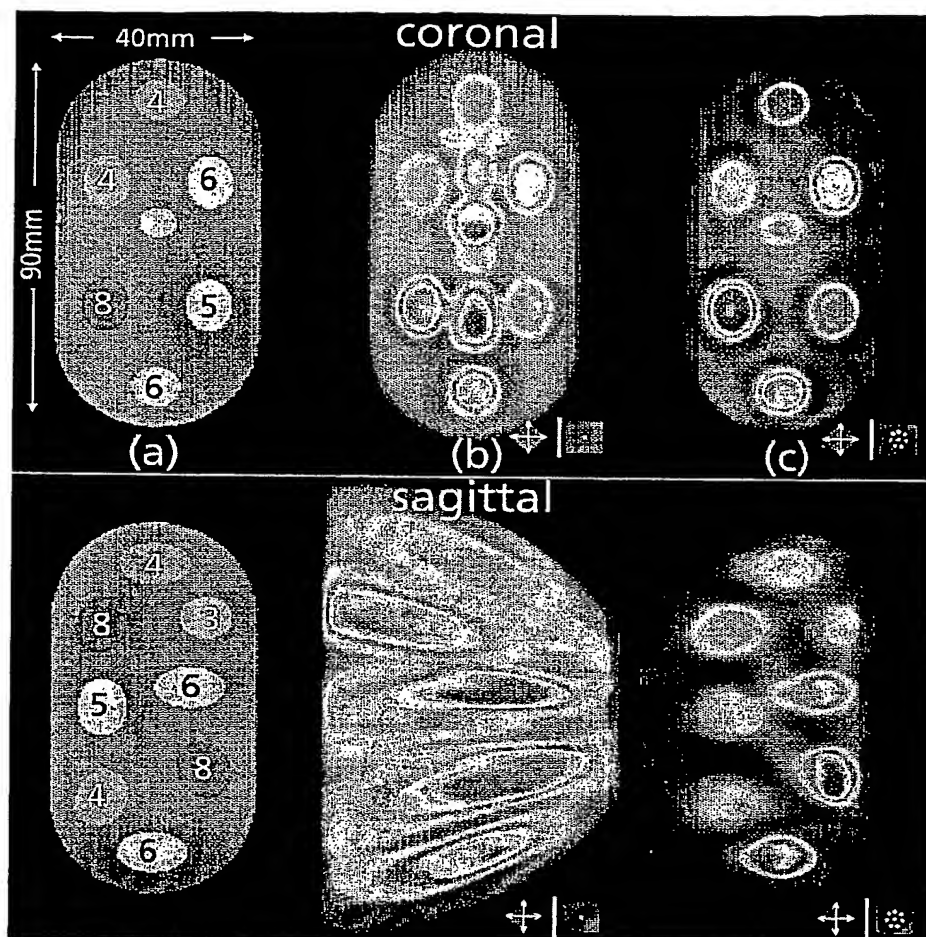


Fig. 2

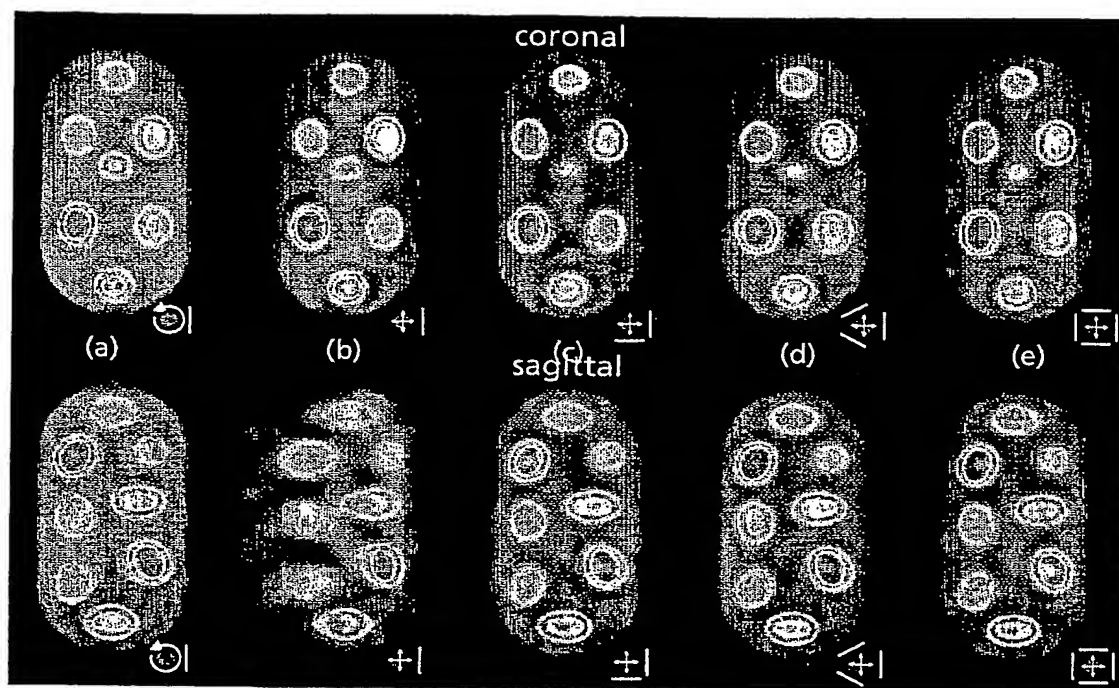


Fig. 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE2004/002310

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 147 352 A (ASHBURN ET AL) 14 November 2000 (2000-11-14) column 6, line 27 - line 33; figure 5	4,5
A	EP 0 846 961 A (PICKER INTERNATIONAL, INC; KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V) 10 June 1998 (1998-06-10) column 1, line 3 - line 8; figure 7	7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE2004/002310

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
GB 1184304	A	11-03-1970	GB 1137018 A	18-12-1968
			BE 716459 A	04-11-1968
			DE 1764503 A1	02-03-1972
			DE 1764583 A1	19-08-1971
			FR 1573410 A	04-07-1969
			FR 1595557 A	15-06-1970
			NL 6808447 A ,B,	16-12-1968
			NL 6809131 A	31-12-1968
			SE 362147 B	26-11-1973
			US 3457451 A	22-07-1969
			CA 939079 A1	25-12-1973
			JP 54006909 B	02-04-1979
DE 10142421	A1	03-04-2003	WO 03021292 A2	13-03-2003
			EP 1421411 A2	26-05-2004
			US 2004239941 A1	02-12-2004
US 5107121	A	21-04-1992	DE 69023226 D1	30-11-1995
			DE 69023226 T2	21-03-1996
			EP 0451231 A1	16-10-1991
			JP 3154889 A	02-07-1991
			WO 9106876 A1	16-05-1991
US 6147352	A	14-11-2000	NONE	
EP 0846961	A	10-06-1998	US 5838009 A	17-11-1998
			DE 69728358 D1	06-05-2004
			DE 69728358 T2	24-02-2005
			EP 0846961 A1	10-06-1998
			JP 10160851 A	19-06-1998
			US 5929446 A	27-07-1999
			US 6114701 A	05-09-2000